



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 103 51 319 A1 2005.06.16

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 103 51 319.1

(22) Anmeldetag: 31.10.2003

(43) Offenlegungstag: 16.06.2005

(51) Int Cl.⁷: G01B 9/02

G02B 6/04, G02B 6/26

(71) Anmelder:

Medizinisches Laserzentrum Lübeck GmbH,
23562 Lübeck, DE

(74) Vertreter:

BOEHMERT & BOEHMERT, 24105 Kiel

(72) Erfinder:

Koch, Peter, 23558 Lübeck, DE; Lankenau, Eva,
23919 Rondeshagen, DE; Hüttmann, Gereon, Dr.,
23564 Lübeck, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 100 39 182 A1

DE 43 09 056 A1

US2003/01 42 934 A1

US 61 34 003 A

US 59 21 926 A

US 52 00 819 A

US 49 13 142

US 46 27 731

WO 02/0 84 263 A1

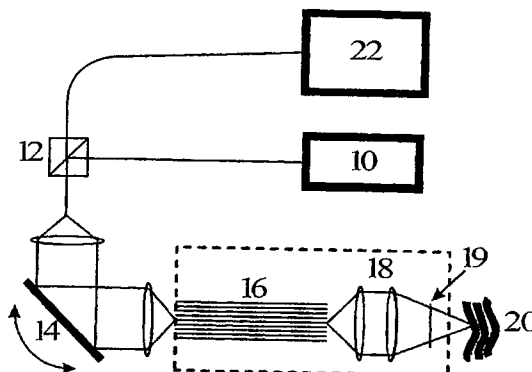
WO 98/38 907 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: Interferometer zur optischen Kohärenztomographie

(57) Zusammenfassung: Interferometer für die optische Kohärenztomographie (OCT) mit einer Lichtquelle, Mittel zum Einkoppeln des Lichts in eine lichtführende, tubusförmige Struktur, einer Abbildungsoptik am distalen Ende dieser Struktur zur Beleuchtung einer Probe und einer Auswerteeinrichtung mit Mitteln zum Messen einer Interferenz des zurückkehrenden Lichts, wobei ein am distalen Ende des lateral scannenden Endoskops angeordneter, teildurchlässiger Reflektor zur Erzeugung des Referenzstrahls, der auf dem Lichtweg des Probenlichts zurückgeführt wird.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Interferometer zur optischen Kohärenztomographie (OCT), das zur Untersuchung von Proben, die sich in einem Hohlraum befinden, teilweise in diesen Hohlraum eingebracht wird. Die Erfindung betrifft insbesondere eine Vorrichtung, die nach Art eines Endoskops in menschliche oder tierische Körperöffnungen eingeführt wird, um in vivo optische Gewebeuntersuchungen vorzunehmen.

[0002] Ein Endoskop besteht wenigstens aus: einer Lichtquelle, Mitteln zum Einkoppeln des Lichts in wenigstens eine Licht zur Probe führende Anordnung, z.B. ein Glasfaserbündel oder eine Abfolge von Linsen mit einer Abbildungsoptik, sowie einer Aufzeichnungs- und/oder Auswerteeinheit, mit der das rückgestreute oder reflektierte Licht erfasst wird.

[0003] Die Mittel zum Führen des Lichts zur Probe sind typischerweise länglich (tubusartig) ausgebildet, um mitsamt Abbildungsoptik in einen Hohlraum leicht einführbar zu sein.

Stand der Technik

[0004] Es ist bekannt, ein Endoskop nach Art eines Interferometers, insbesondere eines Michelson-Interferometers, aufzubauen, wobei das zur Abbildungsoptik geführte Licht als Probenlicht dient und mit Referenzlicht überlagert wird, welches – ohne den Tubus zu durchlaufen – von einem Spiegel reflektiert wird. Beispielsweise wird eine derartige Vorrichtung in der WO 98/38907 A1 beschrieben. Bei diesem Aufbau wird Beleuchtungs-, Proben- und Referenzlicht jeweils in eigenen Fasern geführt. Bei der Überlagerung von Proben- und Referenzlicht entstehen Interferenzmuster, die sich mit lichtsensitiven Detektoren (z.B. CCD) erfassen lassen und Informationen über die innere Struktur der Probe enthalten.

[0005] Interferenzmuster treten nur zwischen den kohärenten Lichtanteilen aus Proben- und Referenzarm auf. Benutzt man breitbandiges Licht sehr kurzer Kohärenzlänge, so müssen Proben- und Referenzarmlänge nahezu übereinstimmen, damit Interferenzen zu detektieren sind. Umgekehrt heißt dies, dass bei bekannter Länge des Referenzarms das Interferenzlicht durch Überlagerung mit Probenlicht aus einer definierten Tiefe der Probe entsteht. Auf diese Weise können tiefenaufgelöst optische Eigenschaften der Probe (z.B. Streuvermögen, Brechungsindex) vermessen werden, wenn man die Länge des Referenzarms kontrolliert, im allgemeinen zeitperiodisch verändert. Dieses Prinzip wird allgemein zur „Optical Coherence Tomography“ (OCT) angewandt.

[0006] Typische Scantiefen heutiger OCT-Systeme betragen bis zu 2 mm bei einer vertikalen Auflösung

um 10 μ m. Gängige Anwendungsgebiete sind die in-vivo Untersuchung biologischer Proben und Gewebe, insbesondere der Retina. Wenngleich die OCT für medizinische Zwecke entwickelt wurde, geht ihre Anwendbarkeit jedoch weit über die Medizintechnik hinaus. Sie kann z.B. in der Materialcharakterisierung generell eingesetzt werden. Die Erfindung will sich deshalb nicht auf das medizinische Umfeld beschränkt sehen, auch wenn im Folgenden die medizinische Endoskopie in den Vordergrund gerückt wird.

[0007] Zur Bildgebung muss die Probe lateral abgerastert werden. Grundsätzlich sind hier zwei Vorgehensweisen bekannt:

Zum einen verfährt man die Beleuchtung am proximalen Ende des Endoskops und bildet dies mit der Optik des Endoskops auf den eigentlichen Probenort ab. Die Druckschrift US 4,913,142 B1 beschreibt dies beispielsweise (siehe auch Figuren dort) anhand der gezielten Einkopplung von Licht in einzelne Fasern eines Faserbündels. Diese Vorrichtung benutzt das Licht aber nicht zur OCT.

[0008] Die US 5,921,926 B1 stellt eine OCT-fähige Vorrichtung für die Kolposkopie vor, bei der ein proximaler Scanner vor einem starren Glasfaserbündel benutzt wird. Das Faserbündel rotiert insbesondere im Innern eines starren Sondentubus mittels eines Motors um dessen Längsachse, ohne dass die Fasern selbst verbogen oder tordiert werden.

[0009] Zum anderen führt man das Messlicht mittels eines einzelnen Lichtwellenleiters bis kurz vor die Probe und lenkt es dann mittels eines am Endoskopende angebrachten Scanners auf verschiedene Positionen. Entsprechende Vorrichtungen findet man z.B. in der WO 98/38907 A1 oder der US 6,134,003.

[0010] Die Verwendung von Scannern am distalen Endoskopende ist problematisch wegen der Restriktionen bezüglich der Baugröße. Die Herstellung von schnellen Scannern mit Abmessungen von wenigen Millimetern war bisher mit erheblichen technischen Schwierigkeiten verbunden. Die Verwendung solcher Vorrichtungen bringt auch Sicherheitsprobleme mit sich, weil stromführende Teile in den Körper eingebracht werden müssen.

[0011] Wenn man einen Scanner am proximalen, extrakorporalen Ende eines flexiblen Endoskops montiert, muss man flexible Faserbündel verwenden, um das Licht zum zu untersuchenden Gewebe zu transportieren. Da die OCT ein interferometrisches Verfahren ist, beeinflussen die Faserbündel und andere optische Komponenten die Qualität der OCT-Darstellung negativ.

[0012] Gruppengeschwindigkeitsdispersion verursacht Laufzeitdifferenzen zwischen Referenz- und

Probenlicht und führt zu einer Verschlechterung der Auflösung und des Kontrastes.

[0013] Spannungsdoppelbrechung, durch die in Fasern zueinander senkrecht polarisierte Moden mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten geführt werden (Polarisationsmodendispersion (PMD)), führt zum Auftreten von Nebenmaxima der Kohärenzfunktion, so genannten „Geistern“, so dass auch in diesem Fall das potentielle Auflösungsvermögen nicht erreicht wird. Diese Effekte werden durch eine Verbiegung oder Torsion der Fasern, die im klinischen Einsatz nicht vermieden werden kann, stark beeinflusst. Diese Gründe führten dazu, dass flexible Endoskope mit Faserbündeln bisher nicht erfolgreich zur OCT am Patienten eingesetzt werden konnten.

[0014] Das zentrale Problem im Stand der Technik ist, dass Referenz- und Messstrahlung stets durch unterschiedliche optische Komponenten laufen. Die Lichtleiter-Fasern der beiden Interferometerarme sind niemals identischen Umgebungsbedingungen ausgesetzt, was zu unkontrollierbaren Änderungen der optischen Eigenschaften führt.

[0015] Aus der Druckschrift WO 02/084263 A1 ist ein OCT-System bekannt, das ohne bewegte Teile auskommt („NoMotion-OCT“). Das tiefenauflösende Streuvermögen der Probe wird über die Laufzeitverteilung des rückgestreuten Lichts aus einem Interferogramm auf einer Photodiodenzeile errechnet, das sich durch eine dem klassischen Doppelspalt-Experiment nachempfundene Anordnung erzeugen lässt. Auf den Referenzarm des Interferometers wird verzichtet, stattdessen wird die Referenzebene in den Probenarm verlegt; konkret wird ein am Austrittsende reflektierter Lichtanteil als Referenzlicht verwendet. Referenz- und Probenlicht werden über eine gemeinsame Faser in die Analyseeinheit geführt und dort überlagert. Störungen durch Umwelt- und Bewegungseinflüsse werden so minimiert.

[0016] Ein alternatives interferometrisches Verfahren, bei dem die Referenz in den Probenarm gelegt werden kann, geht aus der DE 43 09 056 A1 hervor und wird als „Spektralradar“ bezeichnet. Dabei wird ein Spektrometer mit Zeilensensor eingesetzt um die Interferenzen zwischen Proben- und Referenzlicht zu detektieren. Auch dieses Verfahren besitzt einen relativ einfachen apparativen Aufbau, der ohne bewegte Elemente auskommt.

Aufgabenstellung

[0017] Es ist die Aufgabe der Erfindung, ein als Interferometer ausgebildetes, insbesondere zur scannenden OCT geeignetes, Endoskop anzugeben, das die oben dargestellten Nachteile bei der Führung des Lichts an die Probe, insbesondere über ein Glasfaserbündel, nicht aufweist, wenn der Probenarm des

Interferometers verbogen, verdreht oder anderweitig beschädigungslos belastet wird.

[0018] Die Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung nach Anspruch 1. Die Unteransprüche geben vorteilhafte Ausgestaltungen an.

Ausführungsbeispiel

[0019] Die Erfindung wird anhand folgender Figuren erläutert:

[0020] Fig. 1 Schematischer Aufbau eines OCT-fähigen Endoskops mit distaler Referenzebene;

[0021] Fig. 2 Skizze zur Mantelmodenproblematik und Vorschläge zur Mantelmodendämpfung in Bildleiter-Faserbündeln.

[0022] Der Grundgedanke der Erfindung besteht darin, das Endoskop so zu gestalten, dass ein interferometrisch-tomographisches Verfahren anwendbar ist, bei dem der Referenzarm des Interferometers in den Probenarm verlegt werden kann. Dann können Proben- und Referenzlicht in derselben optischen Struktur, insbesondere in einer einzelnen Faser eines Faserbündels, zur Probe und zurück zur Auswerteeinheit geführt werden.

[0023] Zur Bildung der benötigten Referenzebene lässt sich dabei etwa eine das Licht teilreflektierende Struktur (z.B. Glasplatte) sehr dicht vor der Probe anordnen, die einen gut erkennbaren Reflex liefert. Bei glatten Proben könnte dies sogar die Probenoberfläche selbst sein, doch für streuende Proben ist es besonders einfach, die Reflektion vom Austrittsfenster des distalen Endoskopendes als Referenz zu verwenden.

[0024] Der Einsatz einer in der Nähe der Probe befindlichen Referenzebene ist zudem von großem Vorteil, für Probenoptiken, deren optische Eigenschaften sich in radialer Richtung ändern. Solche Optiken verwenden in der Regel Gradientenindexoptiken (GRIN-Linsen) und werden häufig in starren Endoskopen eingesetzt. Der bei der herkömmlichen OCT übliche Einsatz spezieller Optiken zur Optimierung der Messauflösung und Dynamik kann nun ebenfalls vermieden werden. Ständige Anpassungen der optisch dispersiven Effekte sind vor allem dann notwendig, wenn sich die Dispersionseigenschaften der Probenoptik während einer Messung ändern können.

[0025] Erfindungsgemäß durchlaufen Proben- und Referenzlichtstrahlen – mit Ausnahme weniger Millimeter zwischen Referenzebene und Probe – physikalisch identische Wege, und sie werden auch im Wesentlichen in gleicher Weise durch Belastung der lichtführenden Struktur, insbesondere durch Bewegung und Verbiegung des Tubus, beeinflusst. Alle un-

erwünschten Effekte, wie Spannungsdoppelbrechung, PMD, chromatische Dispersion und Laufzeitunterschiede sind für Proben- und Referenzlicht identisch und werden somit im OCT Signal kompensiert.

[0026] Weiterhin wird das erfindungsgemäße OCT-Endoskop mit einem proximalen Scanner ausgestattet. Bei einem starren Endoskop wird ein Bildpunkt auf die Faser des OCT-Gerätes abgebildet, bei einem flexiblen Endoskop erfolgt die sequenzielle Auswahl der lichtführenden Fasern. Dabei hatte man bislang das Problem, dass bei interferometrischen Messungen mit einem zusätzlichen – vom Probenarm unabhängigen – Referenzarm der Wechsel der Faser zu Messartefakten führte, da sich die optischen Eigenschaften der Fasern im Faserbündel grundsätzlich unterscheiden. Dies wird beim erfindungsgemäßen OCT-Endoskop durch die weitgehende Identität von Referenz- und Probenarm vermieden, denn der Referenzlichtweg wird jeweils mit gewechselt.

[0027] Fig. 1 zeigt schematisch den Aufbau des OCT-Endoskops. Das Licht aus der Lichtquelle **10** durchläuft zunächst einen Strahlteiler oder Faserkoppler **12**, wird dann über eine Ablenkvorrichtung **14** (Galvanometerscanner, verschwenkbarer Spiegel, optoakustischer Modulator oder dergleichen) vorzugsweise auf eine einzelne Faser eines Faserbündels **16** gelenkt und zum distalen Ende mit der Abbildungsoptik **18** und einem ggf. nachgeordneten teildurchlässigen Referenzspiegel **19** geführt, von wo es auf die Probe **20** gelangt. Das rückgestreute bzw. reflektierte Licht kehrt dann im Wesentlichen durch dieselbe Faser zurück und wird nach erneutem Durchlaufen der Ablenkrichtung **14** vorzugsweise in eine Faser eingekoppelt und zur Auswerteeinrichtung **22** geleitet. Lenkt der Scanner **14** das Licht in eine andere Faser des Bündels **16**, so führt dies zu einer Verschiebung des beleuchteten Spots auf der Probe **20**. Der flexible Tubus des Endoskops umfasst das Faserbündel **16**, die Abbildungsoptik **18** und den Referenzspiegel **19** (gestrichelter Rahmen). Er enthält somit keinerlei bewegliche oder stromführende Komponenten.

[0028] Die OCT-Auswerteeinheit **22** ist so einzurichten, dass sie bei Heranführen von Proben- und Referenzlicht in einer einzelnen, gemeinsamen Faser eine interferometrische Auswertung erlaubt. Dies ist insbesondere mit den eingangs genannten Methoden Spektralradar und NoMotion-OCT möglich.

[0029] Da die Glasfasern im Bündel sehr geringe Radien (wenige Mikrometer Kerndurchmesser) besitzen, ist es wünschenswert, die Ablenkrichtung ausreichend präzise zu steuern, um das von der Lichtquelle kommende Messlicht möglichst genau in eine einzige Faser zu lenken. Zur technischen Realisierung kann eine Rückkopplung der Scannersteue-

rung durch die Auswerteeinheit von Vorteil sein. Eine Bündelfaser wird dann optimal getroffen, wenn die Intensität des Referenzreflexes ein lokales Maximum annimmt. Der Scanner kann zum Aufsuchen des Maximums algorithmisch feinjustiert werden. Zur Verdeutlichung der lokalen Maxima kann es überdies vorteilhaft sein, die proximalen Faserenden des Bündels weiter zu beabstanden. Alternativ kann auch das Erreichen bestimmter Schwellwerte der Reflexintensität als Kriterium für die Ansteuerung des Scanners herangezogen werden.

[0030] Um bestmögliche Auflösung beim lateralen Scannen der Probe zu erzielen, empfiehlt sich die Verwendung von Bildleiter-Faserbündeln. Bildleiterfasern weisen im Gegensatz zu Glasfasern in der Telekommunikation nur sehr geringe Manteldicken auf, damit sie im Bündel dicht gepackt werden können. Ein einzelner Bildleiter mit 4-5 μm Kerndurchmesser besitzt üblicherweise einen Gesamtdurchmesser von etwa 7 μm . Dennoch werden aufgrund des hohen Brechungsunterschiedes zwischen Mantel und Luft in den Bildleiterfasern viele verschiedene Mantelmoden geführt. Im Unterschied zu Telekommunikationsfasern treten diese Mantelmoden aus einer Fläche aus, die nicht viel größer als die Kernfläche ist. Mit hoher Wahrscheinlichkeit werden sie deshalb ungewollt mit in das Interferometer eingekoppelt, wo sie mit dem Messlicht interferieren und infolge der statistischen Phasenlage zu einem hohen Rauschuntergrund führen.

[0031] Das erfindungsgemäße Interferometer weist also neben einer Lichtquelle, Mitteln zum Einkoppeln des Lichts in eine lichtführende, tubusförmige Struktur, einer Abbildungsoptik am distalen Ende dieser Struktur zur Beleuchtung einer Probe und einer Auswerteeinrichtung mit Mitteln zum Messen einer Interferenz des zurückkehrenden Lichts, insbesondere einen am distalen Ende des lateral scannenden Endoskops angeordneten, teildurchlässigen Reflektor zur Erzeugung des Referenzstrahls auf, der auf dem Lichtweg des Probenlichts zurückgeführt wird. Dabei kann die lichtführende, tubusförmige Struktur eine starre Linsenordnung, insbesondere aus Gradienten-Index-Optiken, umfassen oder ein flexibles Glasfaserbündel, wobei dann bevorzugt Mittel zur Bedämpfung der Mantelmoden des in Einzelfasern geführten Lichts vorgesehen sind.

[0032] Ein solches Mittel kann eine absorbierende Beschichtung auf der Manteloberfläche der Fasern sein, oder daß das Material des den Kern umgebenden Mantels der Einzelfaser Licht wenigstens in dem Teilspektrum absorbierend ausgeführt ist, das für die OCT genutzt wird. Es kann aber auch der Raum zwischen den Einzelfasern des Faserbündels mit Material gefüllt werden, dessen Brechungsindex im Wesentlichen mit dem des Fasermantelmateriale übereinstimmt, oder die Manteloberfläche der Einzelfa-

sern in wenigstens Teilbereichen aufgerauht sein. Vorteilhaft ist ferner, den im wesentlichen zum Mantel gehörigen Teil der Austrittsfläche am Faserende durch eine lichtundurchlässige Maske abzudecken.

[0033] Weiter werden bevorzugt die Fasern des Faserbündels am proximalen Ende weiter beabstandet sein als am distalen Ende, wobei besonders eine Ausführung mit wenigstens einem Faserende, insbesondere dem proximalen Faserende, bei konstant gehaltenem Kerndurchmesser, konisch aufgeweitet ist.

[0034] Die Mittel zur Einkopplung des Lichts in das Faserbündels sollen eine steuerbare Ablenkvorrichtung umfassen, die das Licht in eine wählbare Einzelfaser des Bündels lenkt, wobei bevorzugt der Referenzlichtspiegel vom distalen Ende der beleuchteten Einzelfaser gebildet wird oder alternativ vom Austrittsfenster der Abbildungsoptik gebildet wird.

[0035] Wenn an wenigstens einem Ende der tubusförmigen Lichtleiter-Struktur eine planparallele, transparente Platte in Kontakt mit dem Lichtleiter angeordnet wird, deren Brechungsindex mit der des Lichtleitermaterials im Wesentlichen übereinstimmt ist dies ebenfalls von Vorteil.

[0036] Das Verfahren zum Betreiben eines Interferometers wird dann insbesondere in einem abwechselnden Nutzen verschiedener Proben- und Referenzlicht führender Einzelfasern während der Messung bei dem bevorzugt die Ablenkrichtung mittels einer Steuereinheit derart geführt wird, dass die Intensität des in die Auswerteeinheit durch wenigstens eine Faser- oder Linseneinheit gelangenden Lichts, insbesondere des Referenzlichts, lokale Maxima annimmt, charakterisiert. Dabei kann die Fokussierung des Lichts auf ein Einzelfaserende anhand der spektralen Zusammensetzung des in die Auswerteeinheit gelangenden Lichts erfaßt und in Bezug auf vorbestimmte Werte optimiert werden.

[0037] In **Fig. 2** ist die Problematik mitsamt einiger Lösungsvorschläge skizziert. Glasfasern für die Telekommunikation weisen typisch ein Durchmesser Verhältnis Faser : Kern von 20 : 1 und mehr auf (**Fig. 2A**). Mantelmoden treten überwiegend in deutlichem Abstand zum Kern **30** aus der Faser aus und werden leicht ausgeblendet. Bei Bildleiterfasern (**Fig. 2B**) ist das Verhältnis kaum 2 : 1, so daß Mantelmoden oft mit in das Interferometer gelangen. Zur Abhilfe ist es z.B. sinnvoll, den Fasermantel **40** mit einer zusätzlichen, stark absorbierenden Beschichtung zu umgeben (**Fig. 2C**). Alternativ läßt sich das Mantelmaterial selbst mit einem begrenzten Absorptionsvermögen ausstatten (**Fig. 2D**), was aber generell zu Verlusten in der Faser auch für das Nutzsignal führen kann. Effektiver zur Dämpfung allein der Mantelmoden ist eine Verringerung des Indexsprungs an der

Manteloberfläche. Dies könnte schon bei der Bündelfertigung durch ein Verschmelzen der Fasern oder – womöglich einfacher und kostengünstiger – durch die Zugabe einer Indexmatching-Flüssigkeit erreicht werden (**Fig. 2E**). Eine weitere Alternative ist das Aufrauen der Manteloberfläche (**Fig. 2F**) zur Erzeugung zusätzlicher Streuverluste allein für die Mantelmoden.

[0038] Wenn man die Mantelmoden nicht im gesamten Faserbündel unterdrücken will, empfiehlt sich z.B. die Maskierung der Faserenden (**Fig. 2G**) derart, dass nur Licht durch die Kernflächen ein- oder austreten kann. Schließlich kann auch eine konische Aufweitung der proximalen Faserenden (**Fig. 2H**) dazu führen, dass die Einkopplung der Mantelmoden in das Interferometer stark reduziert wird, da diese dann in größerem Abstand zum Kern austreten können. Dies zöge zugleich die oben erwähnte weitere Beabstandung der proximalen Faserenden nach sich, die bei der Scanner-Ansteuerung behilflich sein kann.

[0039] Selbstverständlich können auch Kombinationen aus mehreren der genannten Vorgehensweisen zur Mantelmodendämpfung zweckmäßig sein.

[0040] Da die interferometrischen Verfahren, für die das erfindungsgemäße Endoskop vorgesehen ist, mit einem ausgedehnten Spektrum arbeiten, kann die Fokussierung vorteilhafterweise anhand der chromatischen Verschiebung des reflektierten Lichts sehr genau überprüft werden. Da die effektive Brennweite für die verschiedenen Farben des Spektrums leicht unterschiedlich ist, werden die verschiedenen Wellenlängen je nach Lage der Faser zum Fokus unterschiedlich effizient eingekoppelt. Dadurch variiert die spektrale Verteilung des eingekoppelten, und dann von der Probe reflektierten Lichtes mit der Lage der Faser zum Fokus der Optik. Die für eine Optimierung der Fokussierung erforderliche Spektralzerlegung des rückkehrenden Lichts findet insbesondere beim Spektralradar ohnehin in der Auswerteeinheit statt.

[0041] Vor allem beim Fokussieren und Einkoppeln des Lichts von der Lichtquelle in den lichtführenden Tubus und beim Verlassen des Lichts am distalen Ende treten störende Rückreflexe auf, die keine Probeninformation enthalten und nicht in die Auswerteeinheit gelangen sollten. Es ist deshalb sehr vorteilhaft, je eine Glasscheibe am proximalen und am distalen Ende des Tubus in direktem Kontakt zum Lichtleiter vorzusehen, wobei die Glasplatten im Wesentlichen denselben Brechungsindex wie das Lichtleitermaterial besitzen sollten. Dies vermeidet zunächst das Auftreten der Reflexe an den Fokuspunkten. Stattdessen tritt, beispielsweise beim Faserbündel, eine Reflektion am distalen Tubusende in einem definierten Abstand hinter den Faserenden auf, wo nun der Indexgradient Glasplatte/Luft dies bewirkt. Der

Strahl ist dort bereits etwas aufgeweitet, und die Rückreflexe werden hierdurch überwiegend nicht mehr in die lichtführende Faser reflektiert, die u. a. der Führung des von der Probe rückgestreuten Lichts dient. Auch am proximalen Ende des Tubus gelangen die Rückreflexe aufgrund ihres nicht senkrechten Einfalls auf die Glasplatte nicht über den Scanner in die Auswerteeinheit.

Patentansprüche

1. Interferometer für die optische Kohärenztomographie (OCT) mit einer Lichtquelle, Mittel zum Einkoppeln des Lichts in eine lichtführende, tubusförmige Struktur, einer Abbildungsoptik am distalen Ende dieser Struktur zur Beleuchtung einer Probe und einer Auswerteeinrichtung mit Mitteln zum Messen einer Interferenz des zurückkehrenden Lichts, gekennzeichnet durch einen am distalen Ende des lateral scannenden Endoskops angeordneten, teildurchlässigen Reflektor zur Erzeugung des Referenzstrahls, der auf dem Lichtweg des Probenlichts zurückgeführt wird.

2. Interferometer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die lichtführende, tubusförmige Struktur eine starre Linsenanordnung, insbesondere aus Gradienten-Index-Optiken, umfasst.

3. Interferometer nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die lichtführende, tubusförmige Struktur ein flexibles Glasfaserbündel umfaßt, wobei wenigstens ein Mittel zur Bedämpfung der Mantelmoden des in Einzelfasern geführten Lichts vorgesehen sind.

4. Interferometer nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Mittel eine absorbierende Beschichtung auf der Manteloberfläche der Fasern ist.

5. Interferometer nach einem der Ansprüche 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Material des den Kern umgebenden Mantels der Einzelfaser Licht wenigstens in dem Teilspektrum absorbiert, das für die OCT genutzt wird.

6. Interferometer nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Raum zwischen den Einzelfasern des Faserbündels mit Material gefüllt wird, dessen Brechungsindex im Wesentlichen mit dem des Fasermantelmaterials übereinstimmt.

7. Interferometer nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Manteloberfläche der Einzelfasern in wenigstens Teilbereichen aufgeraut ist.

8. Interferometer nach einem der Ansprüche 3

bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass der im wesentlichen zum Mantel gehörige Teil der Austrittsfläche am Faserende durch eine lichtundurchlässige Maske abgedeckt ist.

9. Interferometer nach einem der Ansprüche 3 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern des Faserbündels am proximalen Ende weiter beabstandet sind als am distalen Ende.

10. Interferometer nach einem der Ansprüche 3 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein Faserende, insbesondere das proximale Faserende, bei konstant gehaltenem Kerndurchmesser konisch aufgeweitet ist.

11. Interferometer nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zur Einkopplung des Lichts in das Faserbündels eine steuerbare Ablenkvorrichtung umfassen, die das Licht in eine wählbare Einzelfaser des Bündels lenkt.

12. Interferometer nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Referenzlichtspiegel vom distalen Ende der beleuchteten Einzelfaser gebildet wird.

13. Interferometer nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Referenzlichtspiegel vom Austrittsfenster der Abbildungsoptik gebildet wird.

14. Interferometer nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an wenigstens einem Ende der tubusförmigen Lichtleiter-Struktur eine planparallele, transparente Platte in Kontakt mit dem Lichtleiter angeordnet wird, deren Brechungsindex mit der des Lichtleitersmaterials im Wesentlichen übereinstimmt.

15. Verfahren zum Betreiben eines Interferometers nach einem der Ansprüche 1 bis 14, gekennzeichnet durch abwechselndes Nutzen verschiedener Proben- und Referenzlicht führender Einzelfasern während der Messung.

16. Verfahren nach Anspruch 15, gekennzeichnet durch Führen der Ablenkeinrichtung mittels einer Steuereinheit derart, dass die Intensität des in die Auswerteeinheit durch wenigstens eine Faser- oder Linseneinheit gelangenden Lichts, insbesondere des Referenzlichts, lokale Maxima annimmt.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Fokussierung des Lichts auf ein Faserende anhand der spektralen Zusammensetzung des in die Auswerteeinheit gelangenden Lichts erfaßt und in Bezug auf vorbestimmte

Werte optimiert wird.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

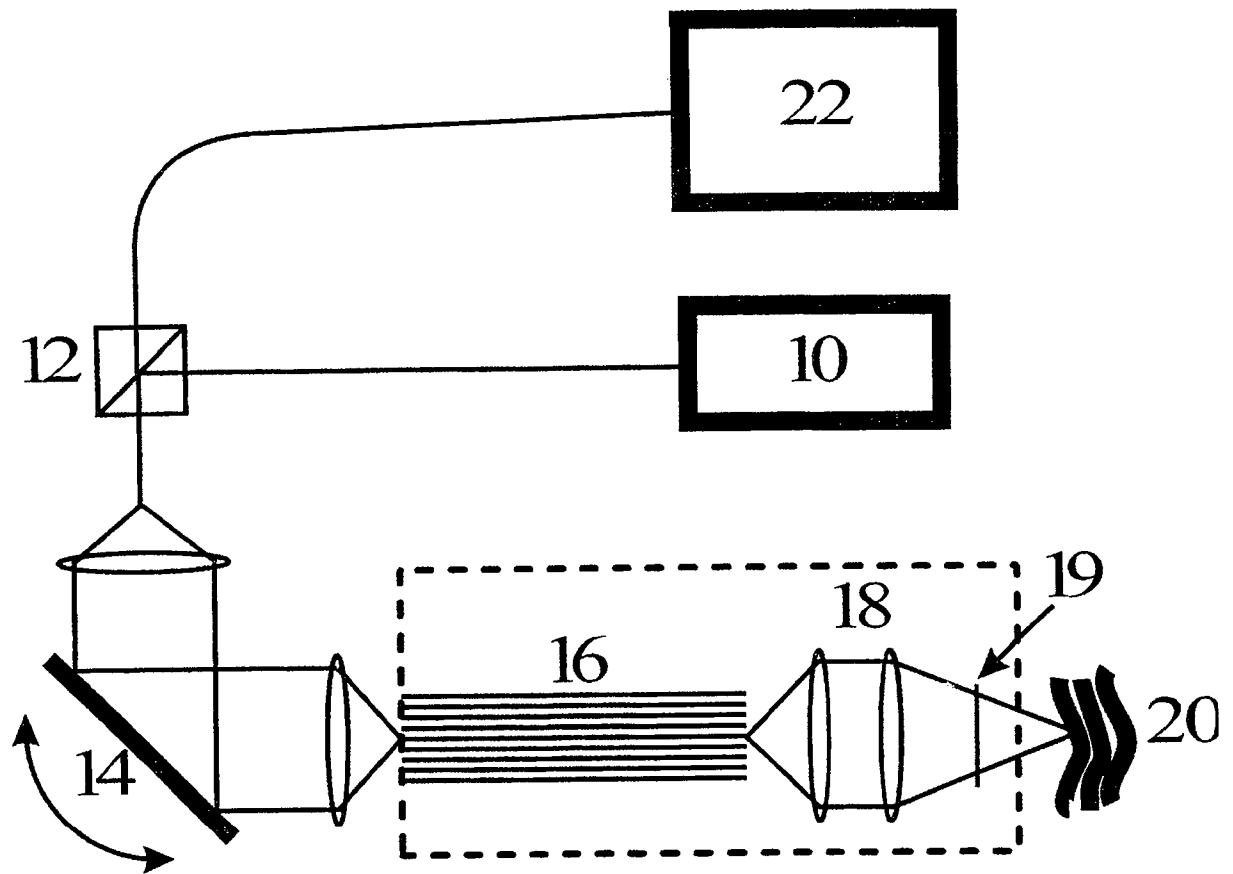


Fig. 1

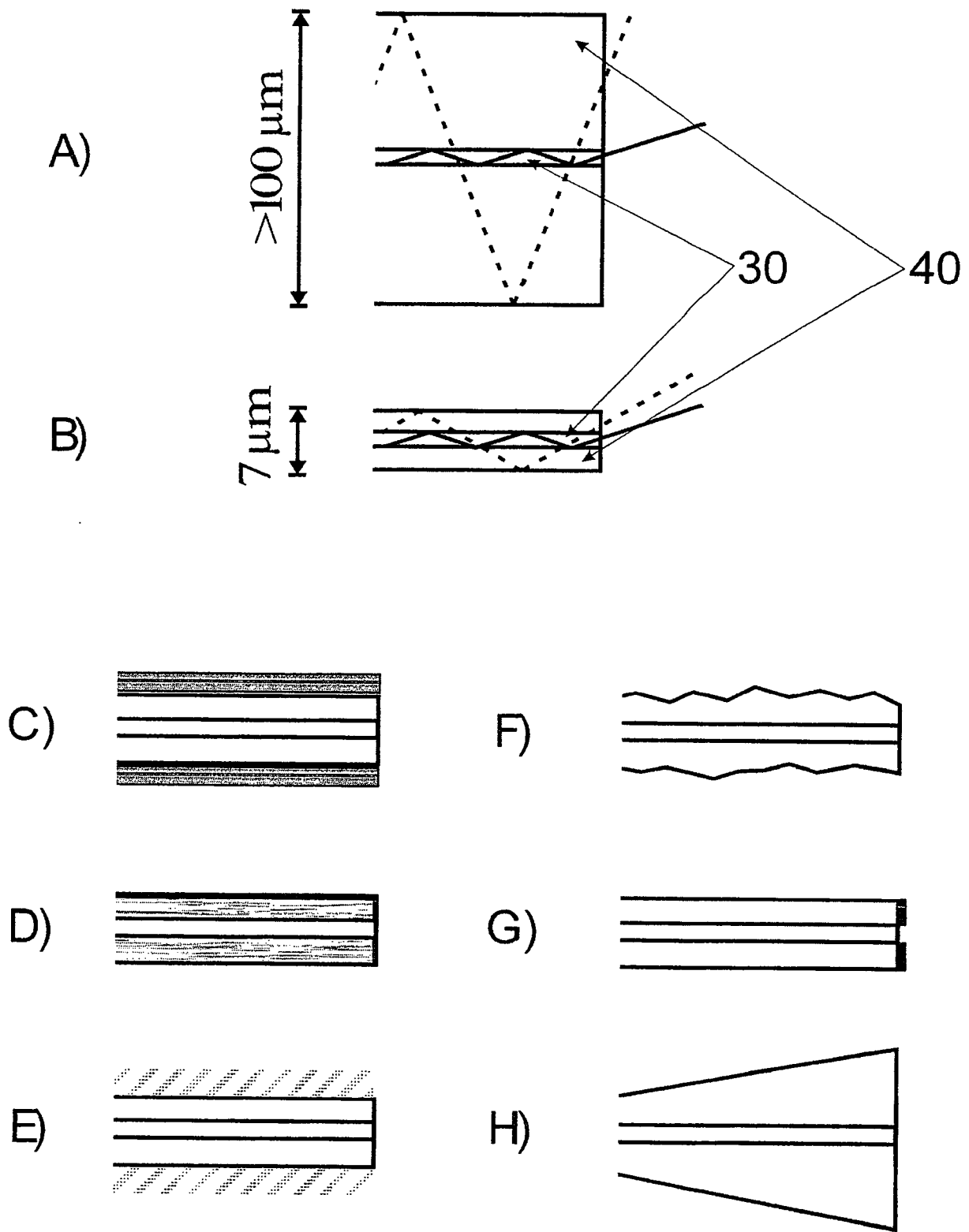


Fig. 2